

## 特許協力条約に基づく国際出願願書

紙面による写し(注意:電子データが原本となります)

III-1	その他の出願人又は発明者	出願人及び発明者である (applicant and inventor) 米国のみ (US only) 昆野 康隆 KONNO Yasutaka 1858601 日本国 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社 日立製作所 中央研究所内 c/o HITACHI, LTD. Central Research Laboratory, 280, Higashikoigakubo 1-chome, Kokubunji-shi, Tokyo 1858601 Japan 日本国 JP 日本国 JP
III-1-1	この欄に記載した者は	
III-1-2	右の指定国についての出願人である。	
III-1-4ja	氏名(姓名)	
III-1-4en	Name (LAST, First):	
III-1-5ja	あて名	
III-1-5en	Address:	
III-1-6	国籍(国名)	
III-1-7	住所(国名)	
III-2	その他の出願人又は発明者	
III-2-1	この欄に記載した者は	
III-2-2	右の指定国についての出願人である。	
III-2-4ja	氏名(姓名)	
III-2-4en	Name (LAST, First):	
III-2-5ja	あて名	
III-2-5en	Address:	
III-2-6	国籍(国名)	
III-2-7	住所(国名)	

## 特許協力条約に基づく国際出願願書

紙面による写し (注意: 電子データが原本となります)

IV-1	代理人又は共通の代表者、通知のあて名 下記の者は国際機関において右記のごとく 出願人のために行動する。	代理人 (agent)	
IV-1-1ja	氏名(姓名)	小川 勝男	
IV-1-1en	Name (LAST, First):	OGAWA Katsuo	
IV-1-2ja	あて名	1040033 日本国	
IV-1-2en	Address:	東京都中央区新川一丁目3番3号第17荒井ビル8階 8th Floor No.17 Arai Building, 3-3, Shinkawa 1-chome, Chuo-ku, Tokyo 1040033 Japan	
IV-1-3	電話番号	03-3537-1621	
IV-1-4	ファクシミリ番号	03-3537-1624	
IV-1-6	代理人登録番号	100068504	
V	国の指定		
V-1	この願書を用いてされた国際出願は、規則 4.9(a)に基づき、国際出願の時点で拘束さ れる全てのPCT締約国を指定し、取得しうる あらゆる種類の保護を求め、及び該当する 場合には広域と国内特許の両方を求める 国際出願となる。		
VI-1	先の国内出願に基づく優先権主張		
VI-1-1	出願日	2004年 04月 23日 (23. 04. 2004)	
VI-1-2	出願番号	2004-128137	
VI-1-3	国名	日本国 JP	
VII-1	特定された国際調査機関(ISA)	日本国特許庁 (ISA/JP)	
VIII	申立て	申立て数	
VIII-1	発明者の特定に関する申立て	—	
VIII-2	出願し及び特許を与えられる国際出願日 における出願人の資格に関する申立て	—	
VIII-3	先の出願の優先権を主張する国際出願日 における出願人の資格に関する申立て	—	
VIII-4	発明者である旨の申立て(米国を指定国と する場合)	—	
VIII-5	不利にならない開示又は新規性喪失の例 外に関する申立て	—	
IX	照合欄	用紙の枚数	添付された電子データ
IX-1	願書(申立てを含む)	4	✓
IX-2	明細書	15	✓
IX-3	請求の範囲	3	✓
IX-4	要約	1	✓
IX-5	図面	8	✓
IX-7	合計	31	
IX-8	添付書類	添付	添付された電子データ
IX-17	手数料計算用紙	—	✓
IX-17	PCT-SAFE 電子出願	—	—
IX-19	要約書とともに提示する図の番号	1	
IX-20	国際出願の使用言語名	日本語	

## 特許協力条約に基づく国際出願願書

紙面による写し(注意:電子データが原本となります)

X-1	出願人、代理人又は代表者の記名押印	/000153498/
X-1-1	氏名(姓名)	株式会社日立メディコ
X-1-2	署名者の氏名	
X-1-3	権限	
X-2	出願人、代理人又は代表者の記名押印	/100068504/
X-2-1	氏名(姓名)	小川 勝男
X-2-2	署名者の氏名	
X-2-3	権限	

## 受理官庁記入欄

10-1	国際出願として提出された書類の実際の受理の日	
10-2	図面	
10-2-1	受理された	
10-2-2	不足図面がある	
10-3	国際出願として提出された書類を補完する書類又は図面であってその後期間内に提出されたものの実際の受理の日(訂正日)	
10-4	特許協力条約第11条(2)に基づく必要な補完の期間内の受理の日	
10-5	出願人により特定された国際調査機関	ISA/JP
10-6	調査手数料未払いにつき、国際調査機関に調査用写しを送付していない	

## 国際事務局記入欄

11-1	記録原本の受理の日	
------	-----------	--

## 明 細 書

## X線CT装置

## 技術分野

[0001] 本発明は、X線CT装置に関する。

## 背景技術

[0002] 現在、X線CT装置の検出器として、感度が高く、検出器の小型化が可能な固体検出器が主流となりつつある。その構造は、X線を光に変えるシンチレータと光を電気信号に変えるフォトダイオードが一体となったX線検出素子が複数配置され、この電気信号を読み出す読み出し回路を有する。固体検出器ではX線をシンチレータで光に変える際に生じる残光や読み出し回路の読み残しなどにより、前のプロジェクションで撮影した像が次以降のプロジェクションで撮影した投影データに残る現象（アフターグロウ）が生じる。

[0003] X線を照射したとき、アフターグロウがない場合はその直後のプロジェクション（現在のプロジェクション）の投影データにて、X線によって生じる信号を全て得ることができる。しかし、アフターグロウがある場合、X線照射直後のプロジェクションのみで全ての信号が読み出されず、その後の複数のプロジェクションにわたって信号の一部が出力される。従って、これらのプロジェクションでは、本来現在のプロジェクションで読み出される信号に加え、過去のプロジェクションからの信号が流入し、偽像を生じる。このような投影データでの偽像は、再構成像において画質の劣化や時間分解能の低下の原因となる。

[0004] このアフターグロウは、複数の異なる成分からなる。これはシンチレータにて発光が生じるとき、X線のエネルギーをシンチレータで失って発光に至る複数の物理過程によって異なる時定数で蛍光が生じたため、更に読み出し回路による信号読み残しなどの要因があるためである。そのため一般的に、アフターグロウは複数の時定数を持った成分の和となる。

[0005] この複数成分のアフターグロウを除去する補正方法に関して、いくつかの方法が提示されている。その一つの方法として、X線検出器の応答特性と補正を行った出力デ

ータとの重畳積分から求めたアフターグロウ量を差分して、過去のプロジェクションからのアフターグロウによる影響を補正する方法が、特開平6-343629号公報において提案されている。

[0006] 特許文献1:特開平6-343629号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0007] 現在のプロジェクションに対するアフターグロウの影響には、過去のプロジェクションの読み残しによる信号の流入と、今回のプロジェクションで読み残しによる未来のプロジェクションへの信号の流出がある。

[0008] 従って、過去のプロジェクションからの信号の流入分のみでなく未来のプロジェクションへの信号の流出分も含めて補正することで、現在のプロジェクションの真の信号を高精度に再現し、アフターグロウによって再構成像に生じる位置分解能の低下やアーチファクトの発生による画質の劣化を防ぐことが課題となる。

[0009] そこで、本発明の目的は、検出器のアフターグロウに起因する画像のアーチファクトの低減、除去、および時間分解能の低下防止を、補正によって高精度に行うことが可能なX線CT装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0010] 上記目的を達成するために、本発明のX線CT装置は、以下に示す特徴を有する。

[0011] (1)X線を被写体に照射するX線源と、プロジェクションのタイミング毎に、前記被写体を透過した前記X線を電気信号に変換する複数のX線検出素子から成るX線検出器と、前記X線検出器の出力に対して補正処理を行う補正手段と、前記補正処理の出力に対して再構成演算処理を行う演算処理手段とを備えたX線CT装置において、予め計測され、アフターグロウの特性を表す前記X線検出器の応答特性のデータを記憶させた第1の記憶手段と、前記X線検出器の出力データに対して前記応答特性のデータを用い、前記補正手段にて補正された過去のプロジェクションの出力データを記憶させた第2の記憶手段とを有し、かつ、前記補正手段が、前記第1の記憶手段に記憶された前記応答特性のデータと、前記第2の記憶手段に記憶され、複数のプロジェクションにおいて過去にわたる複数の前記出力データとを用いて、今回の

プロジェクションの出力データに対する前記アフターグロウによる過去のプロジェクションからの信号の流入の影響および未来のプロジェクションに対する信号の流出の影響を補正するアフターグロウ補正手段を有することを特徴とする。

- [0012] (2) X線を被写体に照射するX線源と、プロジェクションのタイミング毎に、前記被写体を透過した前記X線を電気信号に変換する複数のX線検出素子から成るX線検出器と、前記X線検出器の出力に対して補正処理を行う補正手段と、前記補正処理の出力に対して再構成演算処理を行う演算処理手段とを備えたX線CT装置において、予め計測され、アフターグロウの特性を表す前記X線検出器の応答特性のデータを記憶させた第1の記憶手段と、前記X線検出器の出力データに対して前記応答特性のデータを用い、前記補正手段にて補正された過去のプロジェクションの出力データを記憶させた第2の記憶手段とを有し、かつ、前記補正手段が、前記第1の記憶手段に記憶された前記応答特性のデータと、前記第2の記憶手段に記憶された前記過去のプロジェクションの出力データとを用いて、今回のプロジェクションの出力データに対する前記アフターグロウによる過去のプロジェクションからの信号の流入の影響および未来のプロジェクションに対する信号の流出の影響を、所定の演算式に基づき補正する前記アフターグロウ補正手段を有し、前記所定の演算式が、照射された前記X線が前記X線検出器に入射してからjプロジェクション後のアフターグロウ成分の割合を $Lag(j)$ 、前記X線が前記X線検出器に入射した後、アフターグロウ成分の補正を行う過去のプロジェクション数をm、前記X線が前記X線検出器に入射した後、アフターグロウ成分の補正を行う未来のプロジェクション数をn、前記X線が前記X線検出器に入射してNプロジェクション後に取得された出力データを $I(N)$ 、Nプロジェクション後に取得された出力データ $I(N)$ に対して前記補正手段が前記アフターグロウの補正を行った後の出力データを $I'(N)$ としたとき、

[0013] [数1]

$$I'(N) = \frac{I(N) - \sum_{j=1}^m (Lag(j) \cdot I'(N-j))}{1 - \sum_{j=1}^n (Lag(j))}$$

[0014] の式で表わされることを特徴とする。

- [0015] このようなX線CT装置により、過去のプロジェクションからの信号の流入の影響と未来のプロジェクションへの信号の流出分の影響を補正することで現在のプロジェクションの真の信号を高精度に再現し、アフターグロウによって再構成像に生じる位置分解能の低下やアーチファクトの発生による画質の劣化を防ぐことが可能となる。
- [0016] (3) 前記(2)のX線CT装置において、前記X線検出器の応答特性が、時定数と成分比からなる複数のアフターグロウ成分の和で表わされ、前記アフターグロウ成分の補正を行う前記過去のプロジェクション数 $m$ 、および／または前記X線が前記X線検出器に入射した後、前記アフターグロウ成分の補正を行う前記未来のプロジェクション数 $n$ が前記アフターグロウ成分によって異なることを特徴とする。
- [0017] これによってアフターグロウ補正処理における計算量の低減が可能となる。
- [0018] (4) X線を被写体に照射するX線源と、プロジェクションのタイミング毎に、前記被写体を透過した前記X線を電気信号に変換する複数のX線検出素子から成るX線検出器と、前記X線検出器の出力に対して補正処理を行う補正手段と、前記補正処理の出力に対して再構成演算処理を行う演算処理手段とを備えたX線CT装置において、予め決定され、複数成分からなるアフターグロウの時定数と成分比の値を記憶させた第1の記憶手段と、前記X線検出器の出力データに対して複数の前記アフターグロウの時定数と成分比の値を用い、前記補正手段にて補正された過去のプロジェクションの出力データを記憶させた第2の記憶手段とを有し、かつ、前記補正手段が、前記第1の記憶手段に記憶された前記アフターグロウの時定数と成分比の値と前記第2の記憶手段に記憶された前記過去のプロジェクションの出力データとを用いて、今回のプロジェクションの出力データに対する前記アフターグロウによる過去のプロジェクションからの信号の流入の影響および未来のプロジェクションに対する信号の流出の影響を、所定の演算式に基づき補正するアフターグロウ補正手段を有し、前記所定の演算式が、プロジェクションの時間間隔を $\Delta T$ 、アフターグロウの成分数を $M$ 、アフターグロウの成分 $i$  ( $i=1, 2, \dots, M$ ) のアフターグロウの時定数を $\tau_i$ 、成分比を $A_i$ 、前記X線が前記X線検出器に入射した後、前記成分 $i$ のアフターグロウの補正を行う過去のプロジェクション数を $m_i$ 、前記X線が前記X線検出器に入射した後、前記成分 $i$ のアフターグロウの補正を行う未来のプロジェクション数を $n_i$ 、前記X線が前

記X線検出器に入射してNプロジェクション後に取得された出力データを $I(N)$ 、Nプロジェクション後に取得された出力データ $I(N)$ に対して前記補正手段が前記アフターグロウの補正を行った後の出力データを $I'(N)$ としたとき、

[0019] [数2]

$$I'(N) = \frac{I(N) - \sum_{i=1}^M \left( \sum_{j=1}^{ni} \left( A_i \exp \left( -\frac{j\Delta T}{\tau_i} \right) \cdot I'(N-j) \right) \right)}{1 - \sum_{i=1}^M \left( \sum_{j=1}^{ni} \left( A_i \exp \left( -\frac{j\Delta T}{\tau_i} \right) \right) \right)}$$

[0020] の式で表わされることを特徴とする。

[0021] これによって、第1の記憶手段で記憶する応答特性のデータ量の低減、及びアフターグロウ補正処理の計算量の低減が可能となる。

[0022] (5)前記(1)、(2)又は(4)のX線CT装置において、前記X線をプロジェクションの間の時間だけインパルス的に照射、または複数のプロジェクションの間の時間だけステップ的に照射してアフターグロウの特性を表す前記X線検出器の応答特性のデータを予め計測するアフターグロウ評価モードと、前記アフターグロウ評価モードを選択する機能を具備することを特徴とする。

[0023] これによってX線検出器の応答特性であるアフターグロウを取得することができる。

#### 発明の効果

[0024] 本発明によれば、検出器のアフターグロウに起因する画像のアーチファクトの低減、除去及び時間分解能の低下防止を、補正によって高精度に行うことが可能なX線CT装置を実現することができる。

#### 発明を実施するための最良の形態

[0025] 以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

[0026] (実施例1)

以下、図1から図5を用いて、本発明の第1の実施例について説明する。

[0027] 図2は、アフターグロウ補正手段を含む、本発明のX線CT装置の一実施例を示す図である。図3は、図2のX線CT装置におけるX線検出器の一構成例を説明する図



である。図4は、図2のX線CT装置における中央処理手段の一構成例を説明する図である。図1は、図4に示した補正手段にて行われるアフターグロウ補正処理の方法の一例を説明する図である。図5は、図1に示した検出器の応答特性のデータ313から求めたアフターグロウ成分の割合 $Lag(j)$  ( $j$ :X線照射後のプロジェクション数)を説明する図である。

[0028] 図2に示すように、X線CT装置の基本構成として、X線を照射するX線管100、X線を検出して電気信号に変換するX線検出器104、X線検出器104からの投影データを収集する信号収集手段118、信号収集手段118からの信号(投影データ)を記憶し画像処理を行う中央処理手段105、画像処理の結果を表示する表示手段106、撮影開始やパラメータの設定、入力を行う入力手段119、X線管100とX線検出器104を制御する制御手段117から成る。なお、図中、107は体軸方向(スライス方向)を示し、108は回転体101の回転方向(チャンネル方向)を示す。

[0029] 図2を用いて、撮影の手順を説明する。入力手段119から撮影開始の入力が行われると、X線源100から寝台天板103に載置された被写体102に向けてX線が照射される。このX線は被写体102を透過したX線検出器104にて電気信号に変換される。この電気信号は信号収集回路118にてアナログーデジタル変換(AD変換)が行われて投影データとなる。この撮影は、X線管100とX線検出器104とが搭載された回転体101を回転して被写体に対するX線の照射角度を変化させてプロジェクション毎に繰り返し行われ、360度分の投影データを取得する。このプロジェクション毎の投影データの撮影は、例えば0.4度ごとに行う。この際に制御回路117は、回転体101の回転とX線検出器104の読み出しを制御する。この投影データは中央収集回路105にて画像補正処理や再構成演算が実施される。その結果が表示手段106にて表示される。

[0030] 図3を用いて、本発明のX線CT装置におけるX線検出器104の一構成例を説明する。図3に示すX線検出器104は円弧状に複数並べられ、図2に示すように、X線管100と対抗して配置される。図3に示すX線検出器104は、X線を光に変換するシンチレータ素子112と、光を電気信号に変換するフォトダイオードが複数形成されているフォトダイオード基板(光電変換基板)111と、電気信号を出力する電極パッド120と

そのための配線を有する配線基板113から構成される。シンチレータ素子112とフォトダイオード基板111とは光学的に透明な接着剤310で接着されてX線検出素子を成し、これらはフォトダイオード基板111に支持されている。ここで、図3に示すX線検出器104のX線検出素子の数は説明を簡単にするためであり、本発明を限定するものではない。

[0031] X線検出器104にX線が入射した場合を、図3を用いて説明する。入射したX線はシンチレータ素子112にて光に変換される。シンチレータ素子112は、セパレータ130によって分割されている。このシンチレータ素子112毎に対応して、光を電気信号に変換するフォトダイオードがフォトダイオード基板111上に設けられている。このフォトダイオードとシンチレータ素子112とによってX線検出素子を構成する。フォトダイオードにて光から変換された電気信号は、X線検出素子毎に出力される。フォトダイオードの電極は電極パッド120と電気的に接続されている。この電極パッド120から、X線によって発生した電気信号は、図2に示す信号収集手段118に読み出される。この電気信号が全X線検出素子分集められて投影データを形成する。この投影データは、ある時間間隔( $\Delta T$ )で行われて複数枚の投影データが順次取得される。そのN番目をNプロジェクション目の投影データと呼ぶことにする。

[0032] この読み出しの際、X線によって発生する信号は、全てがX線照射直後のプロジェクションで読み出されるとは限らない。アフターグロウにより、他のプロジェクションへの信号の流出がある。例えば、(N-1)プロジェクション目の投影データの直前に照射された信号の一部は、Nプロジェクション目の投影データ以降に読み出される。その原因は、X線がシンチレータで光に変換される際の遅延(残光)や回路的な読み残しである。このようなアフターグロウは、Nプロジェクション目以降の投影データに残像を生じさせ、再構成像ではアーチファクトを生じさせる原因となる。更に、Nプロジェクション目の信号の一部はNプロジェクション目で読み出されないため、Nプロジェクション目の信号は真の信号に比べて不足する。(N+1)プロジェクション目以後の出力データでアフターグロウを補正するとき、Nプロジェクション目のアフターグロウ補正後の出力データと検出素子の応答特性から、Nプロジェクション目の信号が(N+1)プロジェクション目以降へ流入する分を推定して補正するが、アフターグロウ補正後の

出力データが真の信号と異なるとアフターグロウ補正の精度が低下する。

[0033] 図4を用いて、図2に示す中央処理手段105における処理の一例を説明する。中央処理手段105では、検出器特性記憶手段303にて事前に撮影した検出器の特性が記憶され、補正後データ記憶手段300では補正手段301にて補正されたデータを記憶する。信号収集手段118から中央処理手段105に入力された投影データは、これらに記憶されたデータを用いて補正手段301にて画像補正処理が行われる。このとき行われる処理は、例えば、X線検出器104の暗電流分の出力を除くオフセット補正、X線検出器104のアフターグロウの影響を補正するアフターグロウ補正、照射されるX線の分布やX線検出器104の感度のばらつきを補正する感度補正などである。次に、投影データは、再構成手段302にてコンボリューション(畳み込み)やバックプロジェクション(逆投影)の処理を加えて被写体のX線吸収係数分布の断面像を再構成する。この断面像が、表示手段106にて表示される。

[0034] 図1は、図4に示した補正手段301にて行われるアフターグロウ補正の方法の一例を示す図である。Nプロジェクション目の投影データに対してアフターグロウ補正を実施する場合を説明する。

[0035] 補正手段301ではまず、検出器特性記憶手段303に記憶された検出器の応答特性のデータ313と、補正後データ記憶手段300に記憶された過去のプロジェクションのアフターグロウ補正後の投影データ320から、Nプロジェクション目に流入する過去のプロジェクションのアフターグロウ量データ312を作成する。ここで、図1ではアフターグロウ量データ312は、Nプロジェクション目へ流入するアフターグロウ量が再構成像に無視できない影響を与える範囲がNプロジェクション目のmプロジェクション前からの場合であり、 $(N-m)$ から $(N-1)$ プロジェクション分の過去のアフターグロウ量データ312を算出する。このプロジェクション数mは、事前に決定される。この過去のプロジェクションのアフターグロウ量データ312を、信号収集手段118において収集されたNプロジェクション目のアフターグロウ補正前の投影データ314から差分することにより、Nプロジェクション目のアフターグロウ補正後(過去分)の投影データ317を求める。このようにして、過去のプロジェクションからNプロジェクション目に流入するアフターグロウを補正することができる。

[0036] 次に、アフターグロウ補正後（過去分）の投影データ317と検出器の応答特性のデータ313から未来のプロジェクトンのアフターグロウ量データ311を算出する。nはアフターグロウ量が再構成像に無視できない影響を与える未来のプロジェクトン数でありこの値は事前に決定される。ここでこのnの値はmと同一とは限らない。例えば、アフターグロウが長い成分を持つとき、Nプロジェクトン目へ過去から影響のあるプロジェクトンは最大で1プロジェクトン目から(N-1)プロジェクトン目の(N-1)プロジェクトンであるが、未来への影響はこれ以上のプロジェクトン数である場合がある。また、未来のプロジェクトンへの影響は、実際に未来に読み出しが行われないプロジェクトンまでありうるため、nは最大で無限大の場合がありうる。この算出した量をNプロジェクトン目のアフターグロウ補正後（過去分）の投影データ317へ加えることでNプロジェクトン目のアフターグロウ補正後の投影データ315を求める。このようにして、アフターグロウによりNプロジェクトン目より未来へ読み残した信号を求めることができる。

[0037] 以上の処理により、アフターグロウ補正された投影データ315は、再構成手段302へ出力される。

[0038] この過去のプロジェクトン目からの流入分の補正と、未来のプロジェクトンへの流出分の補正は、例えば、(数式1)によって実現できる。すなわち、検出器の応答特性のデータ313から求めたjプロジェクトン後のアフターグロウ成分の割合をLag(j)、Nプロジェクトン目に取得された出力データ314をI(N)、出力データI(N)に対してアフターグロウの補正を行った後の出力データ315をI'(N)としたとき、過去のプロジェクトンの影響は、(数式1)の分子第2項のように書ける。

[0039] すなわち、(数式1)の分子に示す量、

[0040] [数3]

$$(I(N) - \sum_{j=1}^m (Lag(j) \cdot I'(N-j)))$$

[0041] は、過去のプロジェクトンの影響を補正したNプロジェクトンの出力データ317となる。

[0042] 未来のプロジェクトンへの読み残し分は、Nプロジェクトン後のnプロジェクトン

ンだけ残ると考えると、その影響分は、真の信号、すなわちアフターグロウの補正を行った後の出力データ315を $I'(N)$ の

[0043] [数4]

$$\sum_{j=1}^n (Lag(j))$$

[0044] 倍の量となる。従って、未来のプロジェクションへの読み残し分を考慮すると、真の信号は、(数式1)の分子を

[0045] [数5]

$$(1 \div (1 - \sum_{j=1}^n (Lag(j))))$$

[0046] 倍した値となる。よって、(数式1)に示す計算によって、過去のプロジェクション目からの流入分の補正と、未来のプロジェクションへの流出分の補正を実現することができる。

[0047] [数6]

$$I'(N) = \frac{I(N) - \sum_{j=1}^m (Lag(j) \cdot I'(N-j))}{1 - \sum_{j=1}^n (Lag(j))} \quad (\text{数式 1})$$

[0048] 図5は、図1に示した検出器の応答特性のデータ313から求めたアフターグロウ成分の割合 $Lag(j)$  ( $j$ :X線照射後のプロジェクション数)を説明するための説明図である。本実施例のX線CT装置は検出器の応答特性のデータ313を取得するためのアフターグロウ評価モードを有する。このモードを選択したとき、X線がインパルス的に短時間照射され、図5に示すような出力値 $I(j)$ の変化がプロジェクション毎に取得され、検出器特性記憶手段303に記憶される。ここで、黒丸200がプロジェクションで得られた出力値である。 $Lag(j)$ は、このデータを用いて(数式2)より求める。

[0049] [数7]

$$Lag(j) = \frac{I(j)}{I(1)} \quad (\text{数式 2})$$

[0050] このような構成により、検出器のアフターグロウに起因する画像のアーチファクトの低減、除去及び時間分解能の低下防止を、補正によって高精度に行うことが可能なX線CT装置を実現できる。

[0051] 本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、複数成分のアフターグロウを有するX線検出器を搭載したX線CT装置に有効である。例えば、X線を直接的に電気信号に変換するX線検出器を搭載したX線CT装置に実施されることも可能である。

[0052] (実施例2)

本発明の第2の実施例は、第1の実施例におけるアフターグロウを時定数と成分比からなる複数の成分の和として推定し、この複数の時定数と成分比を、検出器の応答特性313として検出器特性記憶手段303に記憶するX線CT装置である。以下、図6から図9を用いて、本発明の第2の実施例について説明する。

[0053] 図6は、図4に示した補正手段にて行われるアフターグロウ補正の処理方法の別の例を説明する図である。図7は、アフターグロウの時定数と成分比の決定方法の一例を説明する図である。図8は、図7にて計測および記憶を行うステップ応答特性と推定を行うインパルス応答特性を説明する図である。図9は、本発明の効果を説明するための実画像を示す。

[0054] 図6に示すように、検出器特性記憶手段303には検出器の応答特性のデータ313として、アフターグロウ成分 $i$ の時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$ がX線検出素子毎に記憶されている。ここでアフターグロウは $M$ 個の成分からなり( $i=1, 2, \dots, M$ )、時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$ は $M$ 成分だけ保存される。

[0055] 補正手段301では、検出器特性記憶手段303に保存された時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$ とを用い、アフターグロウの成分毎に過去のプロジェクションのアフターグロウ量のデータ312を求める。このとき、時定数によってそれぞれのアフターグロウの成分が影響するプロジェクションが異なるため、過去のプロジェクションから流入するプロジェクシ

ヨンの範囲 $m$ をアフターグロウの成分 $i$ 毎に決める(以降、この成分毎に決められた $m$ を $m_i$ と記す)。同様に、未来のプロジェクションへ流出する範囲 $n$ をアフターグロウの成分 $i$ 毎に決め(以降、この成分毎に決められた $n$ を $n_i$ と記す)、未来のプロジェクションのアフターグロウ量のデータ311もアフターグロウの成分毎に決定する。ここで、この $m_i$ と $n_i$ は同一とは限らない。

[0056] このような過去のプロジェクションからの流入分の補正と、未来のプロジェクションへの流出分の補正は、例えば、(数式3)によって実現できる。(数式3)において、 $\Delta T$ はプロジェクション間隔の時間であり、この処理はX線検出素子毎に行う。

[0057] [数8]

$$I'(N) = \frac{I(N) - \sum_{i=1}^M \left( \sum_{j=1}^{m_i} A_i \exp\left(-\frac{j\Delta T}{\tau_i}\right) \cdot I'(N-j) \right)}{1 - \sum_{i=1}^M \left( \sum_{j=1}^{n_i} A_i \exp\left(-\frac{j\Delta T}{\tau_i}\right) \right)} \quad (\text{数式 3})$$

[0058] このように求めたアフターグロウの成分毎の過去と未来のアフターグロウ量のデータ312、311を用いて投影データ314にアフターグロウ補正を実施し、補正後のデータ315を再構成手段302の出力する。

[0059] 図7を用いて、アフターグロウの時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$  ( $i=1, \dots, M$ )の決定方法の一例を説明する。決定は、アフターグロウ評価モードにて実施する。手順としては、まずアフターグロウ評価モードの選択349を行い、一般の撮影を行えない状況とする。次にステップ応答特性 $F(j)$ の計測350を行う。この計測350では被写体は設けず、X線を一定時間だけ照射して検出器の出力の相対強度の分布を得る。 $j$ はプロジェクション番号を表す。次に検出器特性記憶手段303へステップ応答特性 $F(j)$ の記憶351を行う。

[0060] このステップ応答特性 $F(j)$ は、図8(a)のような出力となる。この図8(a)は、1プロジェクションから $V$ プロジェクションまでX線を照射したときに計測されるステップ応答特性 $F(j)$ である。このステップ応答特性 $F(j)$ は、図8(b)に示すような $V$ プロジェクション目のみX線を照射したときに得られるステップ応答特性 $f(j)$ が、図8(c)に示すように1プロジェクション目から $V$ プロジェクション目に生じた分だけ畳み込み積分された量となる。

[0061] 図7に示すように、ステップ応答特性の計測350によって得られた $F(j)$ は、補正後データ記憶手段300に記憶される。次に、この $F(j)$ を用いてインパルス応答特性 $f(j)$ の推定352を行う。この推定352では、例えば、(数式4)に示すようなアフターグロウの各成分の和で示すインパルス応答関数 $f'(j)$ を、1プロジェクションから $V$ プロジェクション分だけ畳み込み積分して得たフィッティング関数 $F'(j)$ を、測定で得られたステップ関数 $F(j)$ へフィッティングを行うことで、アフターグロウの時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$  ( $i=1, \dots, M$ )を推定する。

[0062] [数9]

$$f'(j) = \sum_{i=1}^M A_i \cdot \exp\left(-\frac{j\Delta T}{\tau_i}\right) \quad (\text{数式 4})$$

[0063] ここで、 $V$ は1でも1より大でもよい。 $V$ が1のときは、 $X$ 線がインパルスのように照射されたときであり、フィッティング関数 $F'(j)$ はインパルス応答関数 $f'(j)$ と同一になる。このフィッティングには、例えば最小2乗法を用いる。次に、補正後データ記憶手段300へ推定したパラメータをアフターグロウの時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$  ( $i=1, \dots, M$ )の記憶353を行う。

[0064] このようなアフターグロウの時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$ の推定は、 $X$ 線検出素子毎に行われる。このとき時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$ のみならず、プロジェクション数 $m_i$ 及び $n_i$ 、アフターグロウの成分数 $i$ も $X$ 線検出素子毎に異なる値を取り得る。

[0065] 図9は、実際に $X$ 線CT装置にて撮影して得た断面像である。被写体には水の入った直径305mmの円筒のファントムを用いた。図9(a)はアフターグロウの補正を行わないときの断面像であり、図9(b)は補正を行ったときの断面像である。図9(b)で行ったアフターグロウの補正では、5つのアフターグロウの成分( $M=5$ )を仮定してアフターグロウの時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$ を画素毎に決定して用いた。 $m_i$ 及び $n_i$ には、それぞれのアフターグロウ成分が入力信号に対して1億分の1になるのに必要なプロジェクション数を用いた。ただし、 $m_i$ は撮影したプロジェクションの範囲を超えない。

[0066] 図9(a)に示すアフターグロウの補正を行わないときでは、リング状のアーチファクトが発生していたのに対して、図9(b)に示すアフターグロウの補正を行ったときでは、



これが低減しており、本発明によるアーチファクト低減の効果を確認できる。

[0067] 第2の実施例のX線CT装置は、第1の実施例のX線CT装置と比較して、アフターグロウが長い時定数の成分を含む場合でも、検出器特性記憶手段303の記憶する検出器の応答特性のデータ313の量が小さくて済むこと、フィッティングを行うことでアフターグロウ成分の割合 $Lag(i)$ を精度良く決定することができること、各アフターグロウ成分で過去のプロジェクションから流入するプロジェクションの範囲 $m_i$ および未来のプロジェクションへ流出するプロジェクションの範囲 $n_i$ を決定できるため、計算量の低減と処理の高速化が可能なことなどのメリットがある。

[0068] また、本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、実施の段階ではその要旨を逸脱しない範囲でさまざまに変形して実施することが可能である。更に、上述した実施例にはさまざまな段階が含まれており、開示される複数の構成要素における適宜な組み合わせによりさまざまな実施の形態が抽出され得る。例えば、上述した実施例に示される全構成要素から幾つかの構成要素が削除される構成としてもよい。

[0069] 以上詳述したように、本発明によれば、過去のプロジェクションからの信号の流入分のみでなく未来のプロジェクションへの信号の流出分も含めて補正することで、現在のプロジェクションの真の信号を高精度に再現し、アフターグロウによって再構成像に生じる位置分解能の低下やアーチファクトの発生による画質の劣化を防ぐことを可能にするX線CT装置を実現できる。

#### 産業上の利用可能性

[0070] X線検出器のアフターグロウに起因する画像のアーチファクトの低減、除去及び時間分解能の低下防止を、補正によって高精度に行うことが可能なX線CT装置を実現するものであり、医療分野等に適用してその利用可能性大である。

#### 図面の簡単な説明

[0071] [図1]本発明の第1の実施例による補正手段にて行なわれるアフターグロウ補正処理の方法の一例を説明する図である。(実施例1)

[図2]アフターグロウ補正手段を含む、本発明のX線CT装置の一実施例を示す図である。(実施例1)

[図3]図2に示すX線検出器の一構成例を説明する図。(実施例1)

[図4]図2に示す中央処理手段における処理の一例を説明する図。(実施例1)

[図5]図1に示した検出器の応答特性のデータから求めたアフターグロウ成分の割合  $Lag(j)$  ( $j$ :X線照射後のプロジェクション数)を説明する図。(実施例1)

[図6]本発明の第2の実施例による補正手段にて行なわれるアフターグロウ補正処理の方法の一例を説明する図。(実施例2)

[図7]本発明の第2の実施例におけるアフターグロウの時定数と成分比の決定方法の一例を説明する図。(実施例2)

[図8]図7における計測及び記憶を行うステップ応答特性と推定を行うインパルス応答特性を説明する図。(実施例2)

[図9](a)はアフターグロウの補正を行わないときの断面像、(b)は本発明によるアフターグロウの補正を行ったときの断面像を示す図。

#### 符号の説明

[0072] 100…X線源、101…回転体、102…被写体、103…寝台天板、104…X線検出器、105…中央処理装置、106…表示装置、107…体軸方向、108…回転方向、111…光電変換基板、112…シンチレータ素子、113…配線基板、117…制御回路、118…信号収集手段、119…入力手段、120…電極パッド、130…セパレータ、200…黒丸、300…補正後データ記憶手段、301…補正手段、302…再構成手段、303…検出器特性記憶手段、310…接着剤、311…未来のプロジェクションのアフターグロウ量データ、312…過去のプロジェクションのアフターグロウ量データ、313…検出器の応答特性のデータ、314…Nプロジェクション目のアフターグロウ補正前の投影データ、315…Nプロジェクション目アフターグロウ補正後の投影データ、317…Nプロジェクション目アフターグロウ補正後(過去分)の投影データ、320…過去のプロジェクションのアフターグロウ補正後の投影データ、349…アフターグロウ評価モードの選択、350…ステップ応答特性 $F(j)$ の測定、351…ステップ応答特性 $F(j)$ の記憶、352…インパルス応答特性 $f(j)$ の推定、353…アフターグロウのとき時定数 $\tau_i$ と成分比 $A_i$  ( $i=1, \dots, M$ )の記憶。

## 請求の範囲

- [1] X線を被写体に照射するX線源と、プロジェクションのタイミング毎に、前記被写体を透過した前記X線を電気信号に変換する複数のX線検出素子から成るX線検出器と、前記X線検出器の出力に対して補正処理を行う補正手段と、前記補正処理の出力に対して再構成演算処理を行う演算処理手段とを備えたX線CT装置において、予め計測され、アフターグロウの特性を表す前記X線検出器の応答特性のデータを記憶させた第1の記憶手段と、前記X線検出器の出力データに対して前記応答特性のデータを用い、前記補正手段にて補正された過去のプロジェクションの出力データを記憶させた第2の記憶手段とを有し、かつ、前記補正手段が、前記第1の記憶手段に記憶された前記応答特性のデータと、前記第2の記憶手段に記憶され、複数のプロジェクションにおいて過去にわたる複数の前記出力データとを用いて、今回のプロジェクションの出力データに対する前記アフターグロウによる過去のプロジェクションからの信号の流入の影響および未来のプロジェクションに対する信号の流出の影響を補正するアフターグロウ補正手段を有することを特徴とするX線CT装置。
- [2] X線を被写体に照射するX線源と、プロジェクションのタイミング毎に、前記被写体を透過した前記X線を電気信号に変換する複数のX線検出素子から成るX線検出器と、前記X線検出器の出力に対して補正処理を行う補正手段と、前記補正処理の出力に対して再構成演算処理を行う演算処理手段とを備えたX線CT装置において、予め計測され、アフターグロウの特性を表す前記X線検出器の応答特性のデータを記憶させた第1の記憶手段と、前記X線検出器の出力データに対して前記応答特性のデータを用い、前記補正手段にて補正された過去のプロジェクションの出力データを記憶させた第2の記憶手段とを有し、かつ、前記補正手段が、前記第1の記憶手段に記憶された前記応答特性のデータと、前記第2の記憶手段に記憶された前記過去のプロジェクションの出力データとを用いて、今回のプロジェクションの出力データに対する前記アフターグロウによる過去のプロジェクションからの信号の流入の影響および未来のプロジェクションに対する信号の流出の影響を、所定の演算式に基づき補正する前記アフターグロウ補正手段を有し、前記所定の演算式が、照射された前記X線が前記X線検出器に入射してからjプロジェクション後のアフターグロウ成分の

割合を $Lag(j)$ 、前記X線が前記X線検出器に入射した後、アフターグロウ成分の補正を行う過去のプロジェクション数を $m$ 、前記X線が前記X線検出器に入射した後、アフターグロウ成分の補正を行う未来のプロジェクション数を $n$ 、前記X線が前記X線検出器に入射して $N$ プロジェクション後に取得された出力データを $I(N)$ 、 $N$ プロジェクション後に取得された出力データ $I(N)$ に対して前記補正手段が前記アフターグロウの補正を行った後の出力データを $I'(N)$ としたとき、

[数1]

$$I'(N) = \frac{I(N) - \sum_{j=1}^m (Lag(j) \cdot I'(N-j))}{1 - \sum_{j=1}^n (Lag(j))}$$

の式で表わされることを特徴とするX線CT装置。

- [3] 請求項2に記載のX線CT装置において、前記X線検出器の応答特性が、時定数と成分比からなる複数のアフターグロウ成分の和で表わされ、前記アフターグロウ成分の補正を行う前記過去のプロジェクション数 $m$ 、および／または前記X線が前記X線検出器に入射した後、前記アフターグロウ成分の補正を行う前記未来のプロジェクション数 $n$ が前記アフターグロウ成分によって異なることを特徴とするX線CT装置。
- [4] X線を被写体に照射するX線源と、プロジェクションのタイミング毎に、前記被写体を透過した前記X線を電気信号に変換する複数のX線検出素子から成るX線検出器と、前記X線検出器の出力に対して補正処理を行う補正手段と、前記補正処理の出力に対して再構成演算処理を行う演算処理手段とを備えたX線CT装置において、予め決定され、複数成分からなるアフターグロウの時定数と成分比の値を記憶させた第1の記憶手段と、前記X線検出器の出力データに対して複数の前記アフターグロウの時定数と成分比の値を用い、前記補正手段にて補正された過去のプロジェクションの出力データを記憶させた第2の記憶手段とを有し、かつ、前記補正手段が、前記第1の記憶手段に記憶された前記アフターグロウの時定数と成分比の値と前記第2の記憶手段に記憶された前記過去のプロジェクションの出力データとを用いて、今回のプロジェクションの出力データに対する前記アフターグロウによる過去のプロジェクションからの信号の流入の影響および未来のプロジェクションに対する信号の流出

の影響を、所定の演算式に基づき補正するアフターグロウ補正手段を有し、前記所定の演算式が、プロジェクションの時間間隔を $\Delta T$ 、アフターグロウの成分数を $M$ 、アフターグロウの成分 $i$  ( $i=1, 2, \dots, M$ ) のアフターグロウの時定数を $\tau_i$ 、成分比を $A_i$ 、前記X線が前記X線検出器に入射した後、前記成分 $i$ のアフターグロウの補正を行う過去のプロジェクション数を $m_i$ 、前記X線が前記X線検出器に入射した後、前記成分 $i$ のアフターグロウの補正を行う未来のプロジェクション数を $n_i$ 、前記X線が前記X線検出器に入射して $N$ プロジェクション後に取得された出力データを $I(N)$ 、 $N$ プロジェクション後に取得された出力データ $I(N)$ に対して前記補正手段が前記アフターグロウの補正を行った後の出力データを $I'(N)$ としたとき、

[数2]

$$I'(N) = \frac{I(N) - \sum_{i=1}^M \left( \sum_{j=1}^{m_i} \left( A_i \exp\left(-\frac{j\Delta T}{\tau_i}\right) \cdot I'(N-j) \right) \right)}{1 - \sum_{i=1}^M \left( \sum_{j=1}^{n_i} \left( A_i \exp\left(-\frac{j\Delta T}{\tau_i}\right) \right) \right)}$$

の式で表わされることを特徴とするX線CT装置。

- [5] 請求項1、2又は4に記載のX線CT装置において、前記X線をプロジェクションの間の時間だけインパルス的に照射、または複数のプロジェクションの間の時間だけステップ的に照射してアフターグロウの特性を表す前記X線検出器の応答特性のデータを予め計測するアフターグロウ評価モードと、前記アフターグロウ評価モードを選択する機能を具備することを特徴とするX線CT装置。

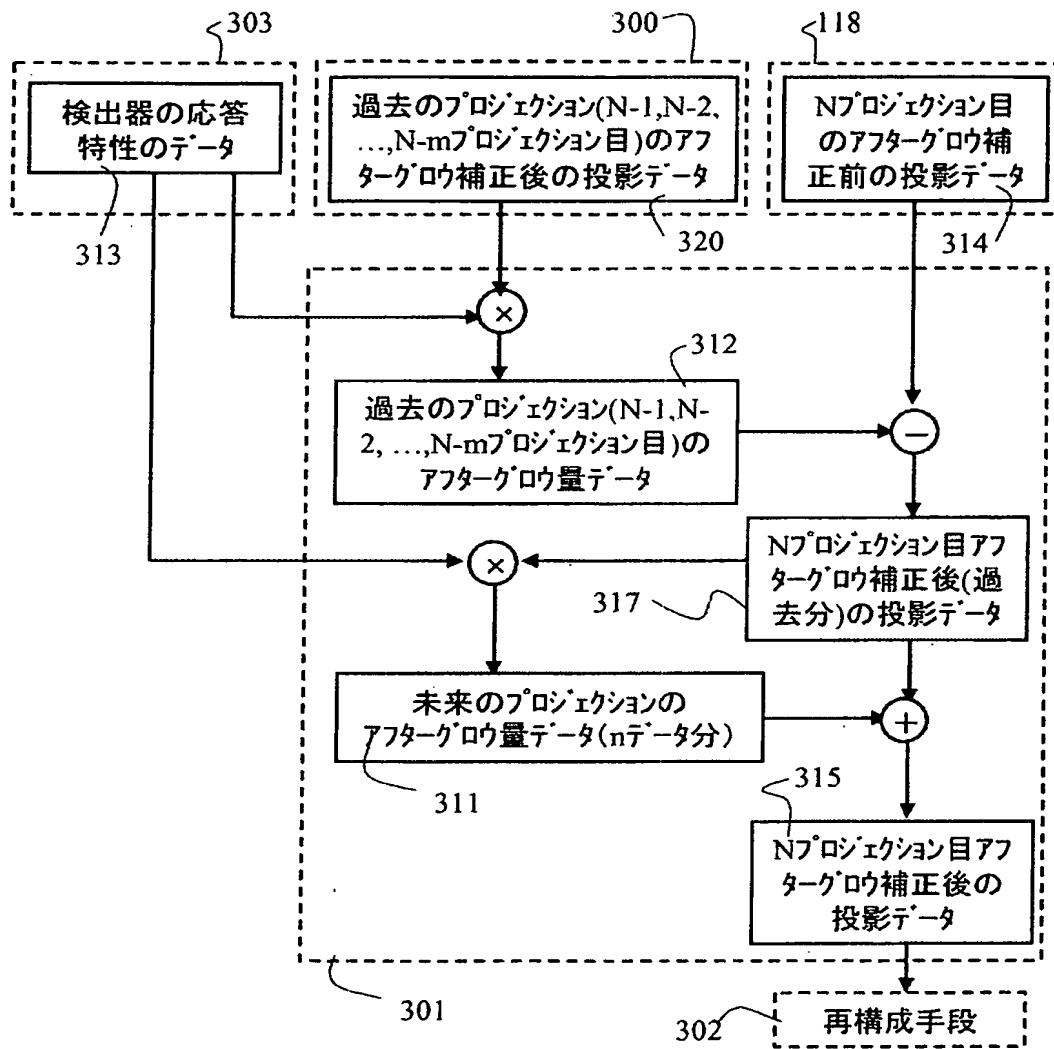
## 要 約 書

検出器のアフターグロウに起因する画像のアーチファクトの低減、除去及び時間分解能の低下防止を、アフターグロウの補正によって高精度に行うX線CT装置を提供する。

X線を被写体に照射するX線源と、プロジェクションのタイミング毎に、前記被写体を透過した前記X線を電気信号に変換する複数のX線検出素子から成るX線検出器と、前記X線検出器の出力に対して補正処理を行う補正手段と、前記補正処理の出力に対して再構成演算処理を行う演算処理手段とを備えたX線CT装置において、予め計測され、アフターグロウの特性を表す前記X線検出器の応答特性のデータを記憶させた第1の記憶手段と、前記X線検出器の出力データに対して前記応答特性のデータを用い、前記補正手段にて補正された過去のプロジェクションの出力データを記憶させた第2の記憶手段とを有し、かつ、前記補正手段が、前記第1の記憶手段に記憶された前記応答特性のデータと、前記第2の記憶手段に記憶され、複数のプロジェクションにおいて過去にわたる複数の前記出力データとを用いて、今回のプロジェクションの出力データに対する前記アフターグロウによる過去のプロジェクションからの信号の流入の影響および未来のプロジェクションに対する信号の流出の影響を補正するアフターグロウ補正手段を具備することを特徴とする。

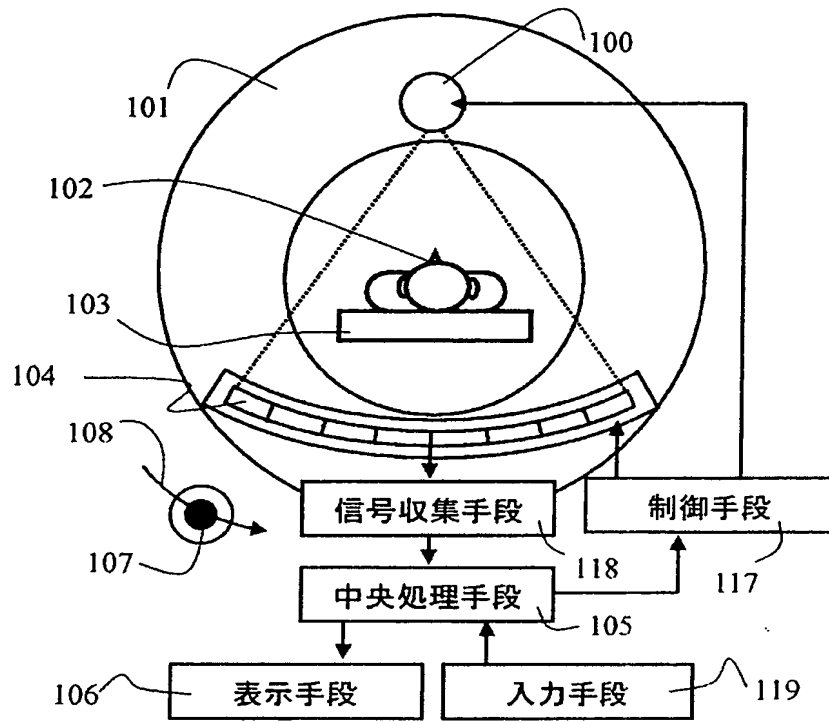
[図1]

図1



[図2]

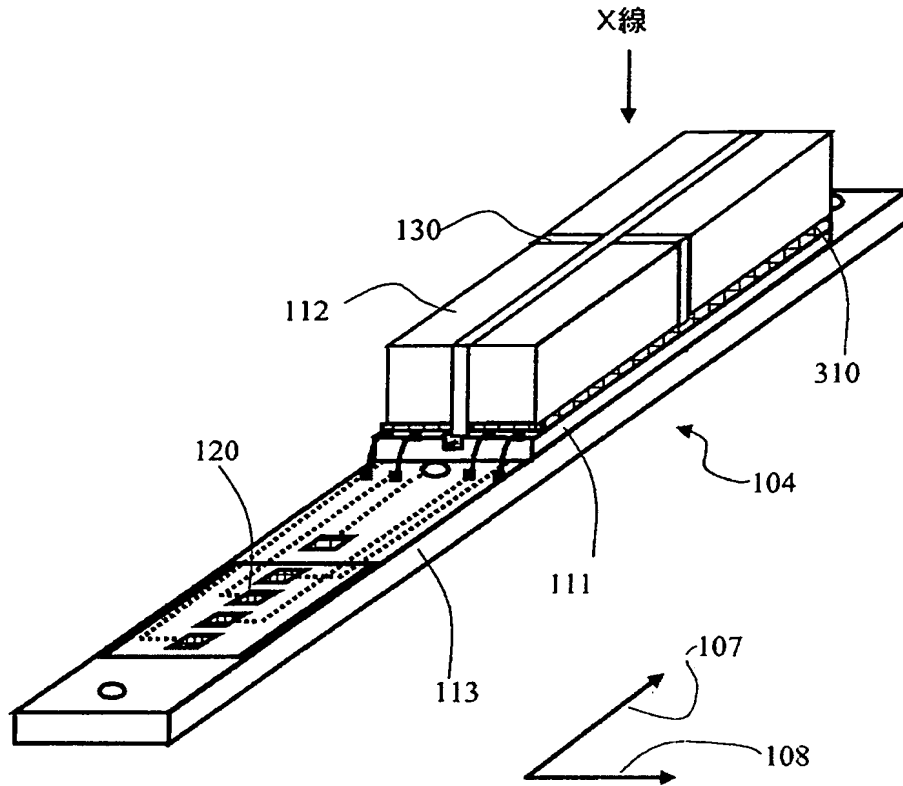
図2





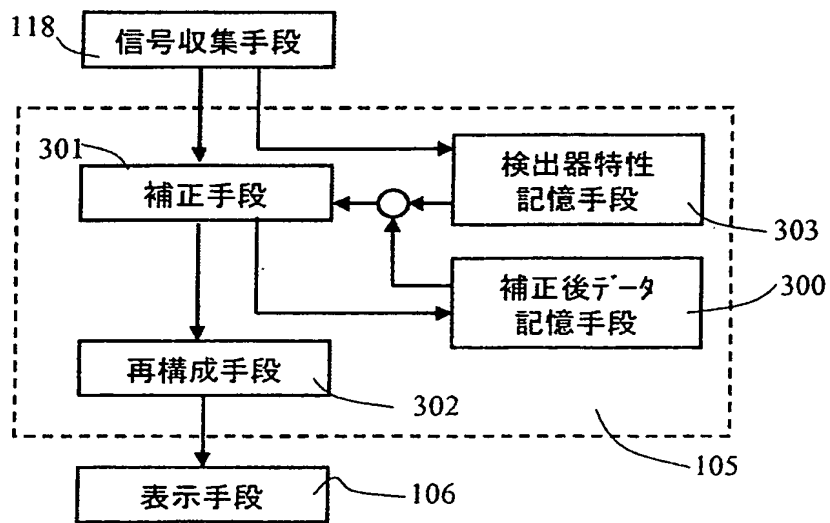
[図3]

図3



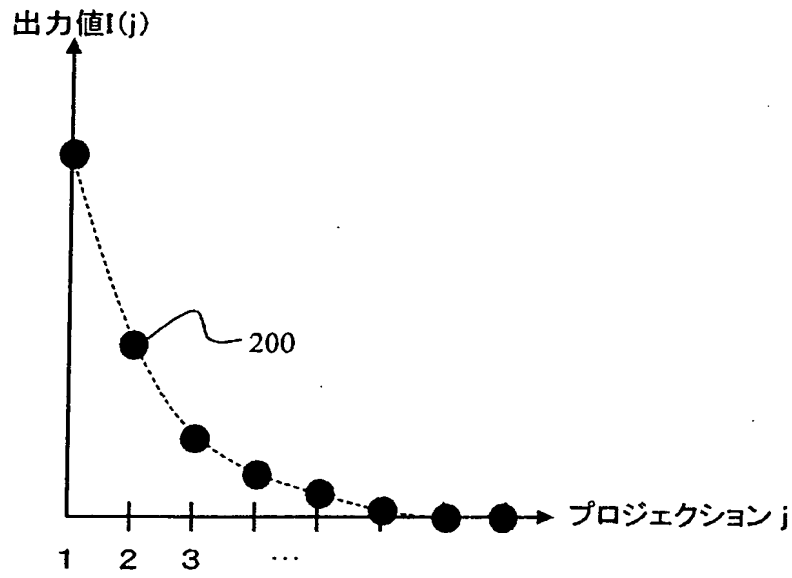
[図4]

図4



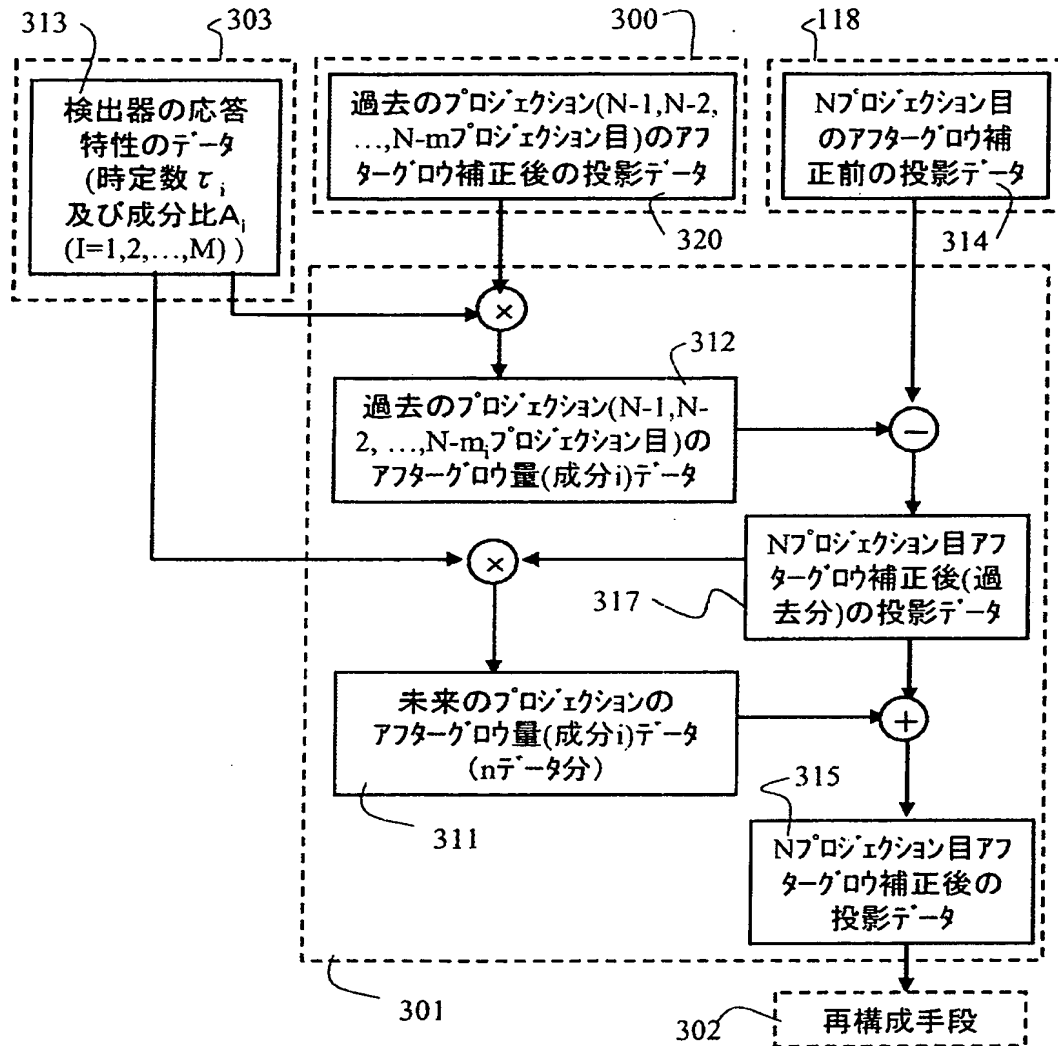
[図5]

図5



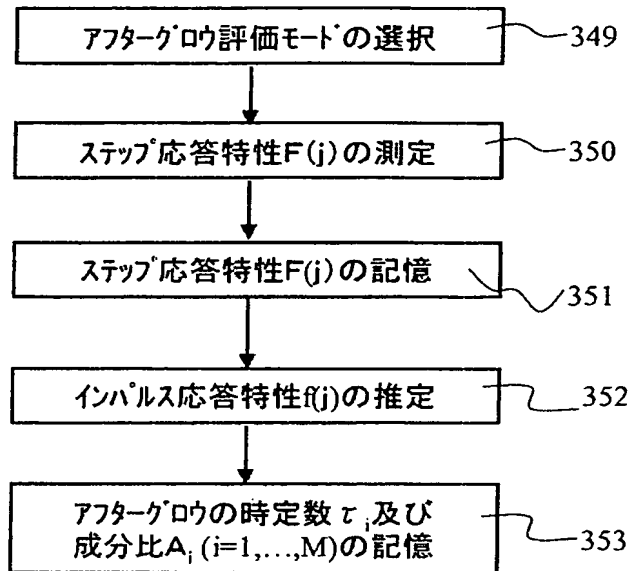
[図6]

図6



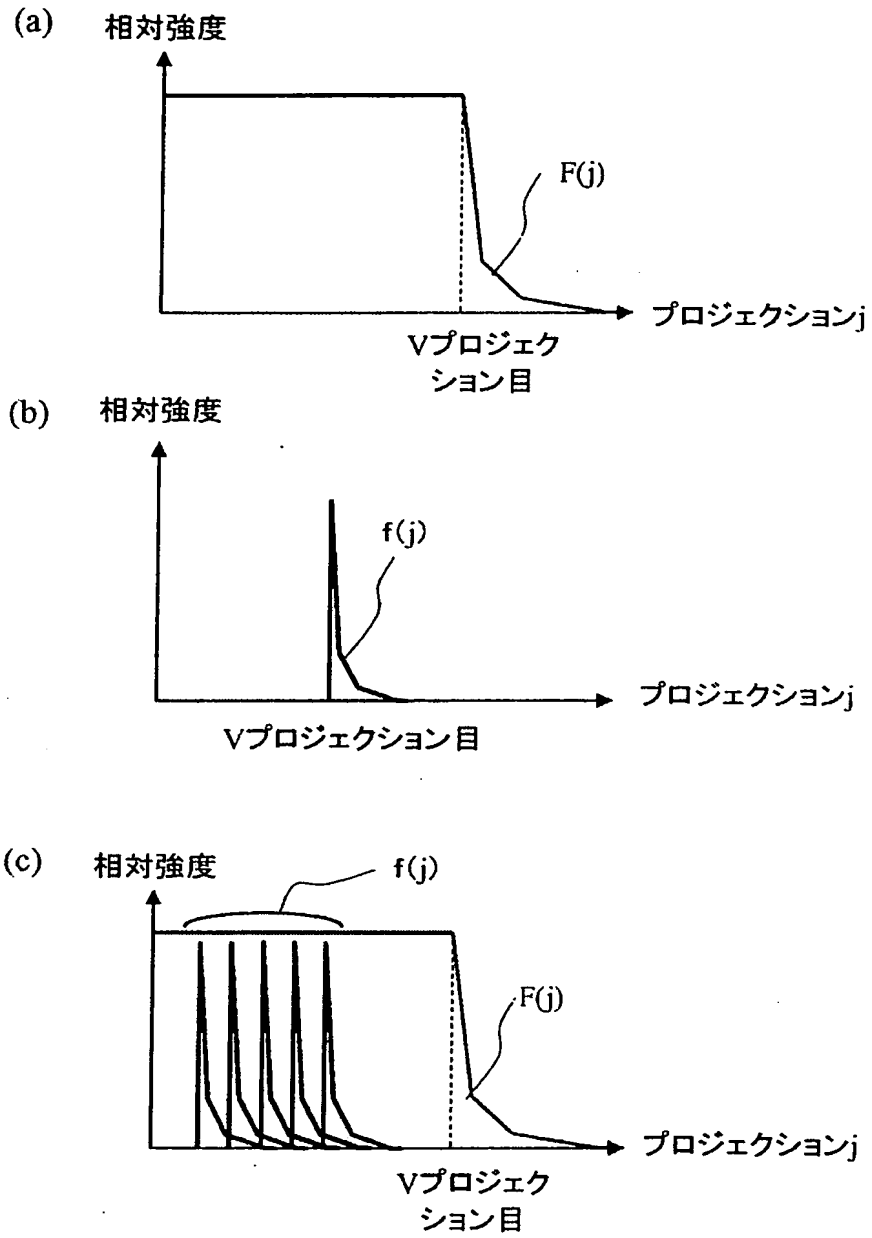
[図7]

図7



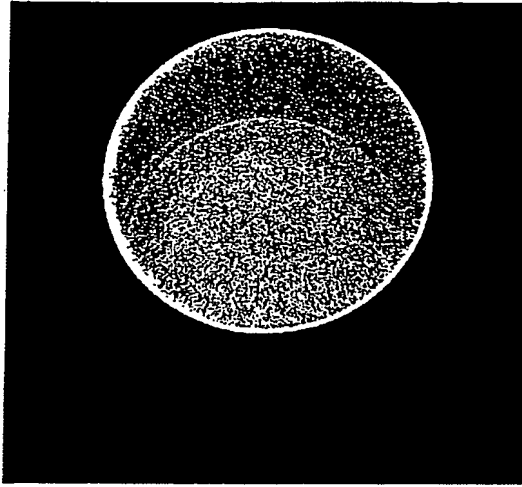
[図8]

図8

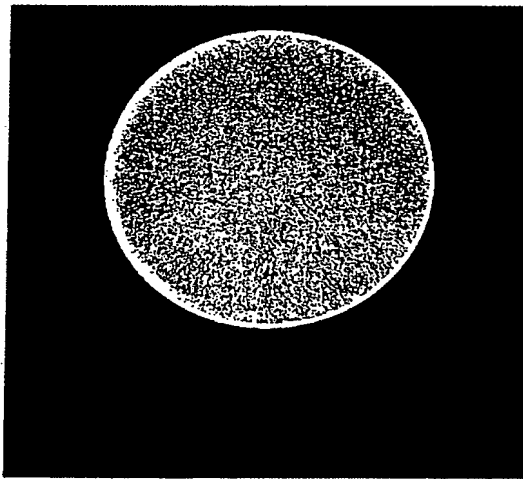


[図9]

図9



(a)アフターグロウ補正を行わないとき



(b)アフターグロウ補正を行ったとき